

850
(1)

Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik

Röntgendiagnostik und Angiographie
Computertomographie
Nuklearmedizin
Magnetresonanztomographie
Sonographie
Integrierte Informationssysteme

Herausgeber: Heinz Morneburg

3., wesentlich überarbeitete und erweiterte Auflage, 1995

Publicis MCD Verlag

Geleitwort

B 97/558: a

05 FEB 1967

ARRITECHNO, BICOR, CALOREX, CARDIOFOCAL, CATHCOR, COROSCOP, DIACAM, DIGIMATIC, DIGITRAC, DURA, DYNAVISION, EVOLUTION, FLUOROSPOT, HICOR, KOORDINAT, LITHOSTAR, LOADIX, MAGNETOM, MAMMOMAT, MEGALIX, MULTISPECT, MULTISTAR, NEUROSTAR, NUMARIS, OPTILIX, OPTILUX, PERIVISION, POLYDOSOS, POLYTRON, PUCK, SIENET, SIMOMED, SIRCAM, SIRECON, SIREGRAPH, SIRESKOP, SIRETOM, SOMATOM, SUPERVISION, VIDEOIMED, VIDOSON

3. Auflage, 1995

Herausgeber: Heinz Morneburg, Siemens Aktiengesellschaft

Verlag: Publicis MCD Verlag, Erlangen

© 1980 by Siemens Aktiengesellschaft, Berlin und München

© 1995 by Publicis MCD Werbeagentur GmbH, Verlag, München

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt.

Jede Verwendung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes

ist ohne Zustimmung des Verlags unzulässig und strafbar. Das gilt

insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen,

Bearbeitungen sonstiger Art sowie die Einspeicherung und Verarbeitung

in elektronischen Systemen. Dies gilt auch für die Entnahme von einzelnen

Abbildungen und bei auszugsweiser Verwertung von Texten.

Printed in Germany

Dem Einsatz der bildgebenden Verfahren, der Computertechnik und der Magnetresonanztomographie (MRT) sind in den letzten Jahren eine ständig wachsende Anzahl von Entwicklungen, die vielfach zu einer höheren Leistungsfähigkeit und geringeren Kosten der Anwendung der MRT beigetragen haben.

Das digitale Bild ist
Bildinformation kann
dimensionale Rekonstruktion
therapeutischen Stoßwellen
unikation und -archivierung
systeme das Zusammen
an mehreren Stellen d

Aktuelle Entwicklun
Schwerpunkte:

- ▷ In der Röntgentherapie zurück. Diese Entwicklung ist zu begrüßen. Auf diese Weise zugute.
- ▷ Durch kürzere Aufnahmen beim Röntgenstrahlenschutz des Körpers. Dies erleichtert die Anwendung von Strahlenschutzkontrolle eines bildgebenden Verfahrens.
- ▷ Die morphologische diagnostische Ergänzungen und eine genaue

$$UB \cdot 700 \pm A = 3:2$$

5.1 Prinzipien

5.1.1 Weichteilkontrast bzw. Strahlenschwächung bei der klassischen Röntgentechnik

Übliche Röntgenaufnahmen bilden die zweidimensionale Projektion eines dreidimensionalen Körpers ab, wobei jeder Bildpunktwert dieser Abbildung die Schwächung seines zugeordneten Strahls längs des Strahlenweges durch den Körper wiedergibt. Kleine Unterschiede im Strahlenschwächungsvermögen etwa von Weichteilgewebe innerhalb des Körpers kommen gewöhnlich kaum, bei gleicher Schwächung benachbarter Strahlbereiche überhaupt nicht zur Geltung. Wenn z. B. ein Körpersegment der Dicke d_1 mit einem Schwächungskoeffizienten μ_1 neben einem zweiten der Dicke d_2 und dem Koeffizienten μ_2 durchstrahlt wird, und wenn $\mu_1 \cdot d_1 = \mu_2 \cdot d_2$ sein sollte, wird kein Unterschied zu beobachten sein.

Allgemein wird die Schwächung durch Linienintegrale

$$p = \int_s \mu(x, y, z) ds \quad (5.1)$$

über die Verteilung der Schwächungskoeffizienten $\mu(x, y, z)$ des betrachteten Meßobjekts längs der Strahlenwege s bestimmt. Bei einem realen Körper ist es nicht unwahrscheinlich, daß benachbarte Linienintegrale sich kaum unterscheiden.

In der konventionellen Röntgendiagnostik behilft man sich vielfach mit der Applikation unterschiedlicher Kontrastmittel, um das Strahlenschwächungsvermögen bestimmter Bereiche anzuheben, soweit dies klinisch angezeigt ist. Unvermeidlich bleibt, daß wegen der Überlagerung aller Strukturen längs der Strahlenwege interessierende Areale nicht oder nicht eindeutig lokalisiert werden können. Auch die klassische Verwischungstomographie setzt die Lokalisierung eher voraus als sie zu liefern.

5.1.2 Einführung in das Verfahren

Die Röntgen-Computertomographie – kurz mit CT bezeichnet – ist ein spezielles Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren, das sich im Bildaufbau grundsätzlich von dem klassischen, nach dem Verwischungsprinzip arbeitenden Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren [5.3] unterscheidet. Bei CT-Aufnahmen ergeben sich Transversalschnittbilder, also Abbildungen von Körperschichten, die im wesentlichen senkrecht zur Körperachse orientiert sind. Diese neue Schichtdarstellungsmethode stellt nun – im Gegensatz zur klassischen Röntgentechnik – die Verteilung des Schwächungswertes $\mu(x, y, z)$ selbst dar. Das gibt ihr das Potential, interessierende Organe prinzipiell in einem dreidimensionalen Bildraum

darzustellen und darzustellen, d. h. kontrastieren.

Allerdings benötigt man viele Winkeln, also viele Projektionsabbildungen der Informationsmenge. Anstelle von $\mu(x, y, z)$ auf der Körperlängsachse wird ein Schnitt auf eine Schicht gehalten, und üblicherweise von 1 mm bis 10 mm, als deren geometrische Projektion üblicherweise in der Ebene der Achse des Patienten

Im Begriff Tomographie führt man zum Ausdruck, daß man ein Schnittbild hin, das zu vollständiger dreidimensionaler Darstellung führt, indem man nach einer Reihe von teilweise Verfahren, wie „Spiral-CT“, abgerichtet kontinuierlich den Schnitt (5.2).

5.1.3 Meßprinzip

Es ist naheliegend, daß eine röhre emittierten Strahlung entsteht, der ein Detektor entgegenwirft. Zur exakten Messung von $\mu_z(x, y)$ muß die Schicht außerdem so weit von der röhre entfernt sein, daß die solch eine Strahlung nicht in der röhre absorbiert wird. Es gibt sie in zwei

- ▷ In einer ersten „direkten“ Fächelung, die gemeinsam mit der röhre ist (Bild 5.2c).
- ▷ In der zweiten „inversen“ Fächelung, die

tionale Projektion eines dreidimensionalen Objekts. Der Wert dieser Abbildung ist die Projektion des Strahlenweges durch den Körper. Das Strahlenschwächungsvermögen des Körpers kommt gewöhnlich kaum, wenn überhaupt nicht zur Geltung, weil mit einem Schwächungskoeffizienten μ und dem Koeffizienten μ_2 sollte, wird kein Unterschied

grale

(5.1)

den $\mu(x, y, z)$ des betrachteten Körpers. Bei einem realen Körper ist das Volumenintegral sich kaum unter-

teilt man sich vielfach mit der Darstellung des Strahlenschwächungsvermögens klinisch angezeigt ist. Unverfälschte Strukturen längs der Strahleneindeutigkeit lokalisiert werden. Tomographie setzt die Lokalisierung

CT bezeichnet – ist ein speziell im Bildaufbau grundsätzlich prinzipiell arbeitenden Röntgen-CT-Aufnahmen ergeben sich Körperschichten, die im wesentlichen. Diese neue Schichtdarstellung ist die klassische Röntgentechnik – die ist dar. Das gibt ihr das Potential dreidimensionalen Bildraum

darzustellen und geringe Dichteunterschiede von Weichteilgewebe gut erkennbar, d.h. kontrastreich abzubilden.

Allerdings benötigt die CT zur Lösung dieser Aufgabe Projektionen unter sehr vielen Winkeln, also ungleich viel mehr Information, als bei der direkten Projektionsabbildung der klassischen Röntgentechnik genutzt wird. Sie reduziert diese Informationsmenge aber auch gleich wieder, indem sie sich primär auf die Darstellung eines nur zweidimensionalen Schnittes durch den Körper beschränkt: Anstelle von $\mu(x, y, z)$ wird nur $\mu_z(x, y)$ in der Position z (Position der Schicht auf der Körperlängsachse) bestimmt. Aus meßtechnischen Gründen wird dieser Schnitt auf eine schmale Schicht geweitet, deren Dicke h gewöhnlich wählbar gehalten, und über die während der Messung gemittelt wird. Schichtdicken von 1 mm bis 10 mm sind derzeit gebräuchlich und wünschenswert. Die Schnitte, als deren geometrischer Ort die Mittellinien der Schichten anzusehen sind, liegen üblicherweise in einem Winkelbereich von $\pm 30^\circ$ um die Senkrechte zur Längsachse des Patienten, weshalb man auch zuweilen von „transaxialer CT“ spricht.

Im Begriff Tomographie kommt der Schnittbildcharakter des Darstellungsverfahrens zum Ausdruck, das Attribut Computer deutet auf das rechnende Element hin, das zur Bestimmung von $\mu(x, y)$ zwangsläufig benötigt wird. Die vollständige dreidimensionale Rekonstruktion von $\mu(x, y, z)$ gelingt mittelbar, indem man nacheinander Schicht an Schicht setzt und vermisst. Dieses schrittweise Verfahren wird jedoch seit 1989 mehr und mehr durch die sogenannte „Spiral-CT“ abgelöst, bei der die Verschiebung des Patienten in Körperlängsrichtung kontinuierlich während der Meßdatenerfassung geschieht (s. Abschnitt 5.2).

5.1.3 Meßprinzipien

Es ist naheliegend, zur Erzeugung einer Schichtaufnahme den von der Röntgenröhre emittierten Strahlenkegel so auszublenzen, daß ein ebener Strahlenfächer entsteht, der eindimensionale Zentralprojektionen der durchstrahlten Schicht entwirft. Zur exakten Rekonstruktion der Verteilung der Schwächungswerte $\mu_z(x, y)$ muß dieser Strahlenfächer senkrecht auf der Drehachse stehen und außerdem so weit gespreizt sein, daß er aus jeder Projektionsrichtung die anvisierte Schicht des Meßobjekts vollständig überdeckt. Computertomographen, die solche Strahlenfächer nutzen, sind die derzeit gebräuchlichsten CT-Geräte. Es gibt sie in zwei Varianten:

- ▷ In einer ersten Variante, bei den sogenannten „Fächerstrahlgeräten“ (auch: „direkte Fächerstrahlgeräte“), rotieren Röhre und Strahlenempfänger gemeinsam um eine Drehmitte, die auch Mitte des kreisförmigen Meßfeldes ist (Bild 5.2c).
- ▷ In der zweiten Variante, bei den sogenannten „Ringdetektorgeräten“ (auch: „inverse Fächerstrahlgeräte“), rotiert die Röhre allein innerhalb eines Rings

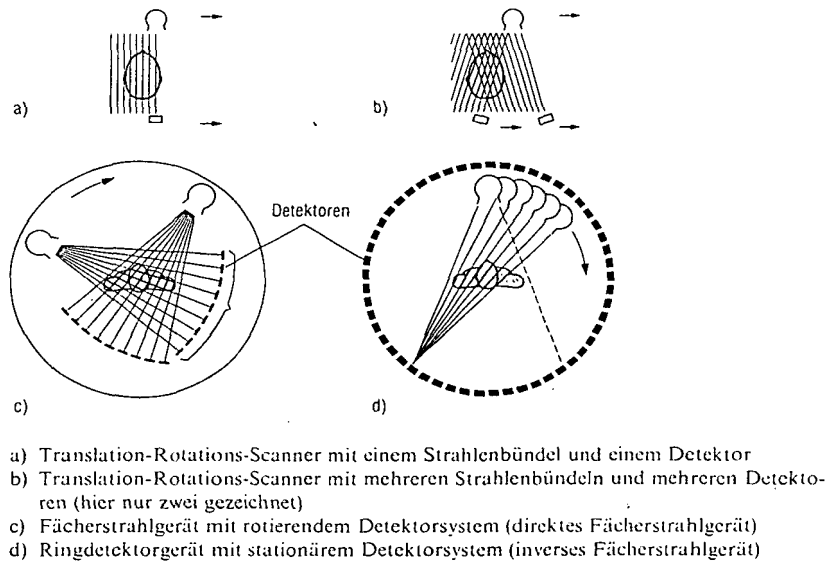


Bild 5.2 Unterschiedliche Abtastprinzipien von Computertomographen

von Detektorelementen, von denen jedes als Konvergenzpunkt eines sich während der Rotation entwickelnden Strahlenfächers betrachtet werden kann (Bild 5.2d).

Bei der ersten Variante bestimmt die aktuelle, mittlere Fokusslage, unter der Meßwerte aus dem Strahlenempfänger ausgelesen werden, den Winkel einer Projektion. Bei der zweiten Variante legt die Position eines jeden Detektorelementes auf dem Detektorring den jeweiligen Projektionswinkel fest.

5.1.4 Bilderzeugung

Das Bildrekonstruktionsverfahren läßt sich am besten an einem Meßprinzip erläutern, das Parallelprojektionen liefert und in den „Translations-Rotations-Scannern“ realisiert wurde (Bilder 5.2a und b). Diese auch Linearscanner genannten CT-Geräte standen am Anfang der CT-Entwicklung.

Wie in Bild 5.3 dargestellt, wird hier ein einzelner Strahl der Breite b und Höhe (Dicke) h mit einem Blendensystem (Kollimator) von der Röntgenröhre durch das Meßobjekt hindurch zu einem Detektor geführt. Mit der Höhe h ist die Schichtdicke festgelegt, die Breite b begrenzt das räumliche Auflösungsvermögen

der Meßeinrichtung. Röhre („Gantry“) montiert, lässt Meßfeldmitte drehen. Die elektrischen Signalen I , Strahlen ist. Aus dem Ver schwächendes Objekt ergen durch das Meßobjekt

Auf die durchstrahlte Sch in dem die Objektfunktion konzentrisches System (ξ , tet ist, das also die Drehu System registriert der De Detektor – genauer, wenr erfolgter Traverse um ein schoben und wieder ged ein aufgelaufener Drehwi es danach einen Satz pa wurden.

Die Schwächungsprofile

$$S(\phi, \eta) = I(\phi, \eta)/I_0(\cdot)$$

bilden also Parallelprojek gleichgültig ist, von welcl

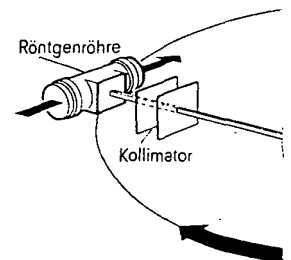


Bild 5.3 Meßanordnung des einfachsten (Linearscanner nach Bild 5.2a)



ndel und einem Detektor
bündeln und mehreren Detekto-

indirektes Fächerstrahlgerät)
indirektes Fächerstrahlgerät)

tomographen

Konvergenzpunkt eines sich
enfächers betrachtet werden

mittlere Fokusslage, unter der
n werden, den Winkel einer
tion eines jeden Detektorele-
ktionswinkel fest.

besten an einem Meßprinzip
den „Translations-Rotations-
“. Diese auch Linearscanner
-Entwicklung.

Strahl der Breite b und Höhe
von der Röntgenröhre durch-
führt. Mit der Höhe h ist die
umliche Auflösungsvermögen

der Meßeinrichtung. Röhre und Detektor sind auf einem gemeinsamen Träger („Gantry“) montiert, lassen sich senkrecht zum Strahl verschieben und um die Meßfeldmitte drehen. Der Detektor reagiert auf die eintreffenden Strahlen mit elektrischen Signalen I , deren Amplitude proportional zur Intensität dieser Strahlen ist. Aus dem Verhältnis dieser Signale zum erwarteten Signal I_0 ohne schwächendes Objekt ergeben sich die gerade vorliegenden Strahlenschwächungen durch das Meßobjekt.

Auf die durchstrahlte Schicht sei ein ortsfestes Koordinatensystem (x, y) gelegt, in dem die Objektfunktion $\mu(x, y)$ lokalisiert ist, ferner ein zweites, zum ersten konzentrisches System (ξ, η) , dessen ξ -Achse parallel zum Meßstrahl ausgerichtet ist, das also die Drehung der Gantry mit vollzieht (Bild 5.4). In jenem (ξ, η) -System registriert der Detektor die Intensitätsprofile $I(\phi, \eta)$, wenn Röhre und Detektor – genauer, wenn der Strahl – parallel zu sich selbst verschoben, nach erfolgter Traverse um einen kleinen Winkel $\Delta\phi$ gedreht, dann rückläufig verschoben und wieder gedreht wird. Dieses Wechselspiel erfolgt so lange, bis ein aufgelaufener Drehwinkel von 180° erreicht ist. Zu jedem Winkel ϕ gibt es danach einen Satz paralleler Strahlen, deren Signale in $I(\phi, \eta)$ gesammelt wurden.

Die Schwächungsprofile

$$S(\phi, \eta) = I(\phi, \eta) / I_0(\phi, \eta) \quad (5.2)$$

bilden also Parallelprojektionen der Schicht zum Projektionswinkel ϕ . Da es gleichgültig ist, von welcher Seite ein Objekt durchstrahlt wird, sind Schwä-

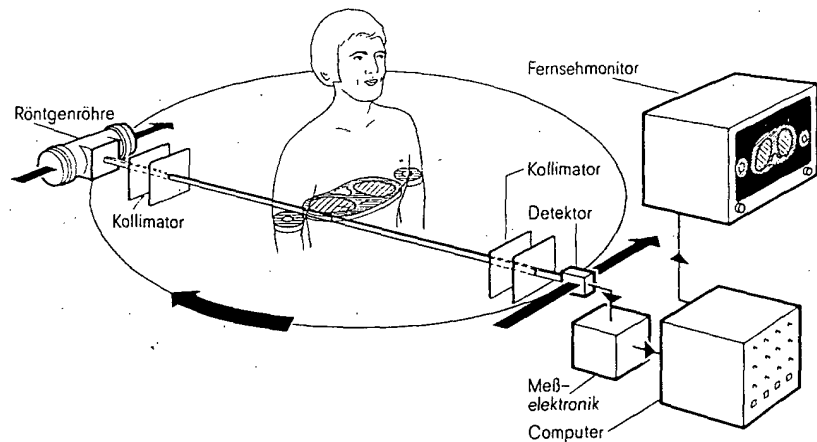


Bild 5.3
Meßanordnung des einfachsten Translations-Rotations-Scanners
(Linearscanner nach Bild 5.2a)

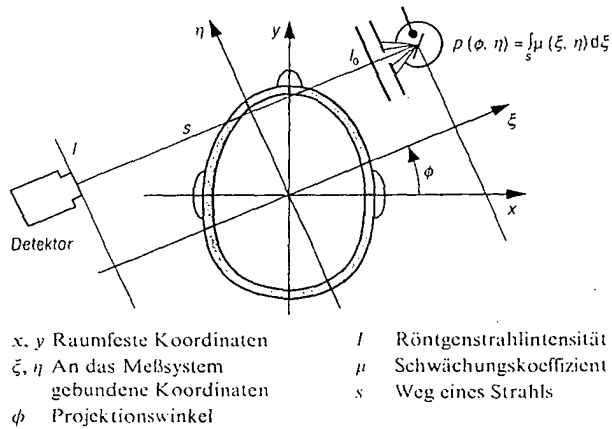


Bild 5.4 Winkel- und Ortskoordinaten der Parallelstrahlgeometrie

chungsprofile, die unter den Winkeln ϕ gemessen werden, identisch mit denen, die bei $\phi + 180^\circ$ zu gewinnen sind; bei Gleichsetzung ist nur auf die gegenläufige Ausrichtung von η zu achten, d. h., es ist

$$S(\phi + \pi, \eta) = S(\phi, -\eta) \quad (5.3)$$

anzusetzen.

Wenn man noch annimmt, die Strahlen hätten einheitlich eine einzige Energie (z. B. 70 keV), so daß allen Substanzen, mit denen die Strahlung in Wechselwirkung tritt, ein bestimmtes spezifisches Strahlenschwächungsvermögen μ (d. h. Schwächungskoeffizient) zugeordnet werden kann, dann schwächt sich die Anfangsintensität $I_0(\phi, \eta)$ ab auf (s. Abschnitt 2.1.2)

$$I(\phi, \eta) = I_0(\phi, \eta) \cdot e^{-\int \mu(x, y) d\xi} \quad (5.4)$$

$$x = \xi \cos \phi - \eta \sin \phi$$

$$y = \xi \sin \phi + \eta \cos \phi$$

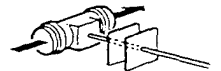
Bildet man die Logarithmen, so erhält man die Linienintegrale der Projektionen

$$p(\phi, \eta) = \ln I_0/I = \int \mu(x, y) d\xi \quad (5.5)$$

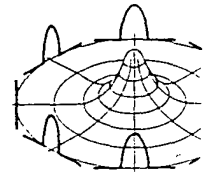
deren Gesamtheit auch als die Radon-Transformierte der Verteilung $\mu(x, y)$ bezeichnet wird (s. Abschnitt 2.3.1).

Wie in Kapitel 2 erl aus $p(\phi, \eta)$ errechnet (s. Abschnitt 5.4.1), b speziellen Funktion ursprünglichen Stra (Bild 5.5). Dieses Ver zesse im Prinzip schr dings unter der Vo zur Verfügung stehe nern, deren Meßzeit mit zwei um die Sch geräten, bei denen 1 Doppelschicht meh zugleich aufnahme damals schon spezie

Ein ganz ähnliches Es gelang nämlich, dem Azimut des F parametrisiert sind Faltungsalgorithm



Projektion eines hom

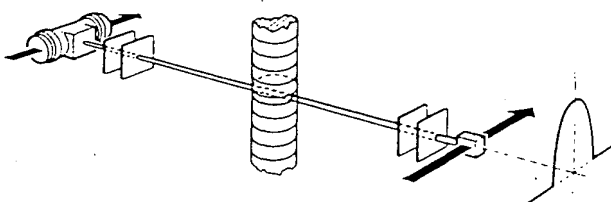


Rückprojektion ohne

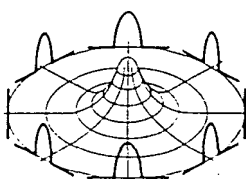
Bild 5.5
Bilderzeugung durch mit dem Faltungskei

Wie in Kapitel 2 erläutert, ist diese Transformation umkehrbar, $\mu(x, y)$ also aus $p(\phi, \eta)$ erchenbar. Gebräuchlich ist der sogenannte Faltungsalgorithmus (s. Abschnitt 5.4.1), bei dem die Linienintegrale je Projektion zunächst mit einer speziellen Funktion („Faltungskern“ genannt) gefaltet und dann längs der ursprünglichen Strahlrichtungen auf die Bildebene rückprojiziert werden (Bild 5.5). Dieses Verfahren hat den Vorzug, daß die notwendigen Rechenprozesse im Prinzip schritthaltend zur Messung durchlaufen werden können – allerdings unter der Voraussetzung, daß hinreichend leistungsfähige Prozessoren zur Verfügung stehen. Dies war z.B. kein Problem bei den ersten Linearscannern, deren Meßzeit etwa 5 min je Doppelschicht betrug (gleichzeitige Messung mit zwei um die Schichtdicke h versetzten Detektoren). Erst bei den Nachfolgegeräten, bei denen mit Meßzeiten von etwa 20 s je Schicht oder auch 60 s je Doppelschicht mehrere Detektoren mehrere Parallelprojektionen je Traverse zugleich aufnahmen (Beispiel SIRETOM 2000, Prinzip s. Bild 5.2b), mußten damals schon spezielle Prozessoren entwickelt werden.

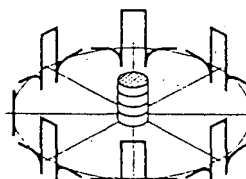
Ein ganz ähnliches Verfahren ist auch bei den Fächerstrahlgeräten anwendbar. Es gelang nämlich, für Projektionen, die nach Projektionswinkel ϕ (d.h. nach dem Azimut des Fokus) und nach Strahlenwinkel β innerhalb des Fächers parametrisiert sind – also $p(\phi, \beta)$ anstelle von $p(\phi, \eta)$ – ebenfalls einen analogen Faltungsalgorithmus anzugeben (s. Abschn. 5.4.2), der auf die gleiche Prozessor-



Projektion eines homogenen Zylinders



Rückprojektion ohne Faltung



Rückprojektion nach Faltung

Bild 5.5

Bilderzeugung durch Rückprojektion und Bedeutung der Faltung der Meßwertprofile mit dem Faltungskern

struktur abbildbar ist (s. Bild 9.21). Allerdings erzwingt hier die Rückprojektion einen wesentlich höheren Rechenaufwand, weshalb auch Transformationen von Fächer- auf Parallelprojektionen vorgenommen werden, wenn die streng schritt-haltende Berechnung nicht gefordert ist. Dies erfolgt entweder schon bei der Datengewinnung oder später durch Umsortierung der Daten und spezielle Interpolationen. Solche Umordnungen sind auch dann erforderlich, wenn Rekonstruktionsalgorithmen angewandt werden sollen, die zwangsläufig auf Parallel-daten aufsetzen – erwähnt sei nur das direkte Fourier-Rekonstruktionsverfahren (s. Abschnitt 5.4.1), das wegen der Verfügbarkeit spezieller Prozessoren eine gewisse Attraktivität genießt.

5.2 Realisierung

5.2.1 Grenzen des Strahler-Meßsystems

Von der grundsätzlichen Idee bis zur Verwirklichung praktisch einsetzbarer CT-Geräte gibt es verschiedene Wege, die aber alle zu einigen unvermeidbaren Einschränkungen zwingen.

Abtastdichte

Eine erste Einschränkung betrifft die Abtastdichte: Weder bei den Parallelstrahl-geräten noch bei den Fächerstrahlgeräten können Meßwerte in beliebig dichter Folge, abgelesen werden. Die in einer vorgegebenen Zeit maximal aufnehmbare Anzahl der Meßwerte je Projektion ist naturgemäß begrenzt. Dies gilt auch für die Anzahl der Projektionen je Umlauf (oder „Scan“, wie der Vorgang der Meßwertaufnahme auch genannt wird). Ob sich diese Begrenzung ungünstig auswirkt, hängt wesentlich vom räumlichen Auflösungsvermögen der Anlage ab. In der Regel werden umso mehr Meßwerte benötigt, je höher das Auflösungsvermögen ist.

Auflösung

Eine zweite Einschränkung betrifft das Auflösungsvermögen: Sowohl der Fokus der Röntgenröhre als auch die Detektorelemente der Strahlenempfänger sind von endlicher Größe. Der Fokus, weil er hohe thermische Energie aufnehmen muß, um eine genügend große Strahlendosis emittieren zu können, die Detek-torelemente, weil sie einen hinreichend großen Bruchteil der auftreffenden Strahlenmenge absorbieren müssen, damit brauchbar hohe Signale entstehen. Die Verbindungslinien von Fokus und Detektorelementen definieren ein Strah-lenbündel endlicher Breite, unter der das Meßobjekt abgetastet wird.

Detektoren bei Fächerstrahlgeräten

Bei direkten Fächer-Strahlgeräten ist die Zahl der Detektorelemente typischerweise zwischen 350 und 800. Diese Zahl ist bedingt durch die Tatsache, daß die Meßfelder von etwa 45 bis 50 cm Durchmesser haben. Daraus, daß der Fächerstrahl nur zur Hälfte bei der Projektion auf der einen Seite der Drehung jeweils in einen Teilfächer geht, ist beispielsweise eine typische Zahl von 400 Detektorelementen zu erklären.

Ein weiterer Grund für die begrenzte Zahl der Detektorelemente ist, daß das Gerät eingegrenzt ist, was die Anzahl der Projektionen verlangt ist, die für eine gute Auflösung so betont wird, set.

Detektoren bei Ringstrahlgeräten

Bei den Ringdetektoren sind die Detektorelemente durch den zeitlichen Verlauf der Projektionen zwischen den Projektionen nicht bekannt sind. Die Anzahl der Projektionen je Umlauf, wo die Anzahl der Detektorelemente festgelegt wird, ist beschränkt wird.

In diesen Gegebenheiten ist die Anzahl der Detektorelemente sowohl durch die Anzahl der Projektionen als auch durch die Belange der Rekonstruktion eine stattliche Anzahl. Das sind mehrere hundert Detektorelemente, die rechnerisch eigentlich benötigt werden.

Dieser Aufwand läßt sich durch die Projektionen über 360° von der Projektion aus einem Winkel von 180° aus der Bedeckung des Meßobjekts erklären.

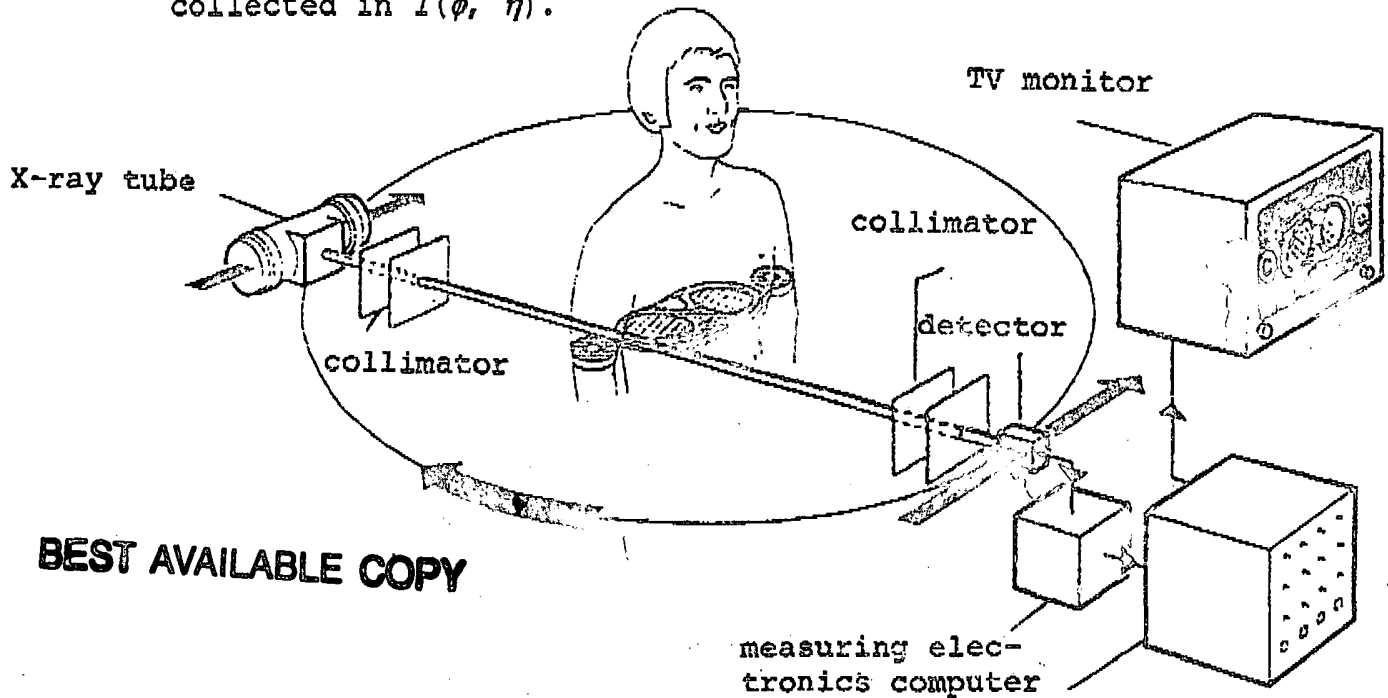
BEST AVAILABLE COPY**5.1.4 Image generation**

The image reconstruction process can best be explained by way of a measuring principle which provides parallel projections and was implemented in the "translation-rotation scanners" (Figs. 5.2a and b). These CT devices which are also referred to as linear scanners marked the beginning of the CT development.

As is illustrated in Fig. 5.3, a single beam of width b and height (thickness) h is guided by means of a diaphragm system (collimator) from the X-ray tube through the measuring object to a detector. Height h establishes the layer thickness, width b defines the three-dimensional resolution capability of the measuring equipment. The tube and the detector are mounted on a common carrier ("gantry"), can be moved perpendicular to the beam, and can be rotated about the measuring field centre. The detector responds to the incoming beams with electrical signals I , the amplitude of which is proportional to the intensity of these beams. The currently existing beam attenuations due to the measuring object are obtained from the ratio of these signals to the expected signal I_0 without attenuating object.

A stationary coordinate system (x, y) be placed on the X-rayed layer, in which the object function $\mu(x, y)$ is localized; furthermore, a second system (ξ, η) which is concentric to the first one, the ξ axis of which is oriented parallel to the measuring beam, so that it follows the rotation of the gantry (Fig. 5.4). In this (ξ, η) system the detector records the intensity profiles $I(\phi, \eta)$ when the tube and the detector - more precisely, if the beam - is moved parallel to itself, is rotated through a small angle $\Delta\phi$ after carrying out a traverse movement, then moved in the opposite direction, and then rotated again. This cyclic sequence is repeated until a summed

up angle of rotation of 180° is obtained. For each angle ϕ there is a set of parallel beams, the signals of which were collected in $I(\phi, \eta)$.



BEST AVAILABLE COPY

Fig. 5.3

Measuring arrangement of the simplest translation-rotation scanner (linear scanner according to Fig. 5.2a)

Thus, the attenuation profiles

$$S(\phi, \eta) = I(\phi, \eta) / I_0(\phi, \eta) \quad (5.2)$$

form parallel projections of the lay to the projection angle ϕ . Due to the fact that it is irrelevant from which side an object is X-rayed, attenuation profiles which are measured under the angles ϕ are identical with those which can be obtained at $\phi + 180^\circ$; upon equating, though, the opposite orientation of η must be taken into consideration, i.e.

$$S(\phi + \pi, \eta) = S(\phi, -\eta) \quad (5.3)$$

is to be written.

x, y	stationary coordinates
ξ, η	coordinates associated with the measuring system
ϕ	projection angle
I	X-ray intensity
μ	attenuation coefficient
s	travel of a beam

Fig. 5.4 Angle and position coordinates of the parallel beam geometry

If one further assumes that the beams homogenously have a single energy (e.g. 70 keV) so that all substances with which the radiation interacts can be allocated a certain specific beam attenuation capability μ (i.e. attenuation coefficient), then the initial intensity $I_0(\phi, \eta)$ decreases to (see para. 2.1.2)

$$I(\phi, \eta) = I_0(\phi, \eta) \cdot e^{-\int \mu(x, y) d\xi} \quad (5.4)$$

$$\begin{aligned} x &= \xi \cos \phi - \eta \sin \phi \\ y &= \xi \sin \phi - \eta \cos \phi \end{aligned}$$

When forming the logarithms, one obtains the line integrals of the projections

$$p(\phi, \eta) = \ln I_0 / I = \int \mu(x, y) d\xi \quad (5.5)$$

which, in their entirety, are also referred to as the Radon transform of the distribution $\mu(x, y)$ (see para. 2.3.1).

BEST AVAILABLE COPY

As has been explained in Chapter 2, this transformation is reversible, i.e. $\mu(x, y)$ can be calculated from $p(\phi, \eta)$. Here, the so-called convolution algorithm is conventionally used (see para. 5.4.1), where the line integrals per projection are first convoluted by a special function (known as "convolution core") and then re-projected onto the image plane along the original beam directions (Fig. 5.5). This method is advantageous in that the necessary calculation processes can principally be executed in step with the measurement - under the precondition, however, that sufficiently powerful processors are available. This did not present a problem e.g. with the first linear scanners whose measuring time amounted to approx. 5 min. per double layer (simultaneous measurement by means of two detectors offset by the layer thickness h). It was only with the successor devices, where several detectors recorded several parallel projections per traverse simultaneously with measuring times of approx. 20 sec per layer or 60 sec per double layer (example SIRETOM 2000; principle see Fig. 5.2b), that already then special processors had to be developed.

A very similar method can also be employed with the fanned beam devices. One succeeded in specifying an analogous convolution algorithm, too, (see para. 5.4.2) for projections which are parameterised to projection angle ϕ (i.e. to the azimuth of the focus) and to beam angle β within the fan - i.e. $p(\phi, \beta)$ instead of $p(\phi, \eta)$, which can be mapped on the same processor structure (see Fig. 9.21).

BEST AVAILABLE COPY

Projection of a homogenous cylinder

Reverse projection without convolution

Reverse projection after convolution

Fig. 5.5

Image generation by reverse projection and significance of the convolution of the measuring value profiles with the convolution core

The reverse projection, however, makes considerably higher calculation efforts mandatory, which is the reason why transformations from fanned to parallel projections are made if the strict in-step calculation is not required. This is done either as early as during data acquisition or later by data re-sorting and special interpolations. Such re-arrangements are also required where reconstruction algorithms are to be employed which inevitably are based on parallel data - with reference being made here to the direct Fourier reconstruction method (see para. 5.4.1) which, due to the availability of special processors, enjoys a certain attractiveness.